

10/089712

7-25-02
PCT/JPCO/06721

日本国特許庁

28.09.00

PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

JP00/6721

EU

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with the Office

出願年月日

Date of Application:

1999年10月 1日

REC'D 17 NOV 2000

出願番号

Application Number:

平成11年特許願第281293号

WIPO

PCT

出願人

Applicant(s):

株式会社日立メディコ

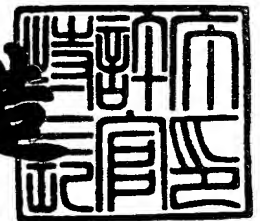
PRIORITY
DOCUMENT

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2000年11月 6日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

及川耕造



出証番号 出証特2000-3089939

【書類名】 特許願

【整理番号】 H9914

【提出日】 平成11年10月 1日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/055

【発明の名称】 核磁気共鳴イメージング装置および方法

【請求項の数】 2

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ内

 【氏名】 高橋 哲彦

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ内

 【氏名】 滝口 賢治

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ内

 【氏名】 瀧澤 将宏

【特許出願人】

 【識別番号】 000153498

 【氏名又は名称】 株式会社 日立メディコ

 【代表者】 宅間 豊

【代理人】

 【識別番号】 100099852

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 多田 公子

【選任した代理人】

 【識別番号】 100099760

【弁理士】

【氏名又は名称】 宮川 佳三

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 035725

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】明細書

【発明の名称】核磁気共鳴イメージング装置および方法

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に核磁気共鳴を起こさせる磁場発生手段と、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を検出する検出手段と、前記磁場発生手段と前記検出手段の駆動を制御する制御手段と、前記検出手段により検出された核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の形態、機能などを画像化する計算手段と、計算結果である画像を表示する表示手段とを備えた核磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御手段は、1回の励起で複数の核磁気共鳴信号を画像形成用データとして取得するステップを連続して実行するとともに連続するステップの間に所望の間隔で複数回の補正用データを取得するステップを実行する制御を行い、

前記計算手段は、前記所望の間隔で取得された複数の補正用データを用いて前記間隔における時間変動を含む補正用データ群を作成する手段と、前記画像形成用データを、前記補正用データ群のうち、その取得時刻に対応する補正用データを用いて補正する手段とを備えたことを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

複数の核磁気共鳴信号からなる画像形成用データを、スライスエンコード傾斜磁場もしくは位相エンコード傾斜磁場を変えつつ連続して取得するステップと、

前記画像形成用データ取得の期間内に、所望の間隔で補正用データを繰り返し取得するステップと、

少なくとも2つの補正用データを用いて、1つの補正用スキャンデータとその次に取得された補正用スキャンデータとの間の時間変動を含む補正用データ群を作成するステップと、

前記画像形成用データを補正するに際し、前記補正データ群のうち、当該画像形成用データの取得時刻に対応する補正用データを用いて位相補正するステップとを含む核磁気共鳴イメージング方法。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体中の水素や磷等からの核磁気共鳴(以下、「NMR」という)信号を測定し、核の密度分布や緩和時間分布等を映像化する核磁気共鳴イメージング(MRI)装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

MRI装置による高速撮影法としてEPI(エコープレナーイメージング)やバーストシーケンスなどがある。これらは1回の励起で複数のエコー信号を計測する撮影方法であり、3次元計測や連続して多数の画像を撮影する機能計測などに利用されている。また1組のデータを複数のショット(励起)に分けて計測する分割EPIなどの応用もある。

【 0 0 0 3 】

このような高速撮影法で取得したエコー信号は、傾斜磁場による渦電流や静磁場不均一などの影響を受けやすいため、これを補正するための補正データを使った信号の位相補正が一般的に行われている(例えば特開平5-31095号公報)。このような補正データは、本計測に先立って例えばスライスエンコード傾斜磁場や位相エンコード傾斜磁場を印加しない状態で、プリスキャンを行い、これによって取得したスキャンデータを用いている。

【 0 0 0 4 】

一方、MRIのアプリケーションの一つに、SSFP(Steady State Free Precession: 定常自由歳差運動)計測がある。SSFP計測は、被検体の縦緩和時間に比べ十分に短い繰り返し時間TRで、スライスエンコード傾斜磁場もしくは位相エンコード傾斜磁場を変えつつ連続してエコー信号を取得する計測で、結果として検出されるエコーは定常歳差運動状態である。

【 0 0 0 5 】

SSFP計測は、短い繰り返し時間で傾斜磁場の印加条件を変えて計測するので、3次元計測に好適であり、これをEPI等の高速撮影法と組合せる手法(例えばSSFP-EPI)が考えられている。

【 0 0 0 6 】

【発明が解決しようとする課題】

しかし本発明者らが、上述の補正スキャンデータを用いた信号補正をSSFP-EPIに適用したところ、適正な信号補正が行えず、画像にアーチファクトが発生することがわかった。この理由は次のように考えられる。即ち、プリスキャンデータで補正する場合、プリスキャンデータを取得したときと本スキャンデータを取得したときの渦電流や静磁場不均一が同一であることが前提であるが、傾斜磁場コイルに発生する渦電流は時定数による変動がある。この変動は繰り返し時間の長い計測では問題とならないが、SSFPでは繰り返し時間が短いため、この時定数による変動が問題となる。またスピンの位相回転量は、スピンの飽和の程度にも依存するため、SSFP-EPIでは、定常状態になるまではゆっくりと変化しうる。この定常状態になるまでの変化は、従来のプリスキャンデータを用いた位相補正では、補正することができない。

【 0 0 0 7 】

そこで本発明は、SSFP計測において、傾斜磁場の渦電流、残留磁場の時間変動などの時間変化を伴う物理現象に起因するアーチファクトの根本原因を除去し、アーチファクトが無い高画質のMR画像を提供することを目的とする。

【 0 0 0 8 】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決する本発明のMRI装置は、被検体に核磁気共鳴を起こさせる磁場発生手段と、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を検出する検出手段と、前記磁場発生手段と前記検出手段の駆動を制御する制御手段と、前記検出手段により検出された核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の形態、機能などを画像化する計算手段と、計算結果である画像を表示する表示手段とを備えた核磁気共鳴イメージング装置において、前記制御手段は、1回の励起で複数の核磁気共鳴信号を画像形成用データとして取得するステップを連続して実行するとともに連続するステップの間に所望の間隔で複数回の補正用データを取得するステップを実行する制御を行い、前記計算手段は、前記所望の間隔で取得された複数の補正用データを用いて前記間隔における時間変動を含む補正用データ群を作成する手段と

、前記画像形成用データを、前記補正用データ群のうち、その取得時刻に対応する補正用データを用いて補正する手段とを備えたことを特徴とする。

【0009】

また本発明のMRI方法は、複数の核磁気共鳴信号からなる画像形成用データを、スライスエンコード傾斜磁場もしくは位相エンコード傾斜磁場を変えつつ連続して取得するステップと、前記画像形成用データ取得の期間内に、所望の間隔で補正用データを繰り返し取得するステップと、少なくとも2つの補正用データを用いて、1つの補正用スキャンデータとその次に取得された補正用スキャンデータとの間の時間変動を含む補正用データ群を作成するステップと、前記画像形成用データを補正するに際し、前記補正データ群のうち、当該画像形成用データの取得時刻に対応する補正用データを用いて位相補正するステップとを含む。

【0010】

本スキャンデータ（複数の核磁気共鳴信号からなる画像形成用データ）を、時間変動を含む補正データ群のうちの対応する補正データを使用してそれぞれ補正することにより、スピンの飽和の影響もしくは、傾斜磁場の渦電流、残留磁場の時間変動などの時間変化を伴う物理現象を考慮したデータ補正を行うことができ、それらに起因するアーチファクトをなくすることができる。

【0011】

上記複数の補正用データのそれぞれは、位相エンコード傾斜磁場を印加せずに取得するか、もしくは位相エンコード傾斜磁場を付与し且つ本スキャンデータと異なる極性の読み出し傾斜磁場を印加して取得することが望ましい。

【0012】

本発明のMRI方法の好適な態様において、本スキャンデータを取得するステップは、被検体の縦緩和時間に比べ十分に短い繰り返し時間TRで行い、一連の本スキャンデータは定常歳差運動状態で取得される。

【0013】

この場合、各補正スキャンデータは、上記TRと等しい時間間隔において前後の本スキャンデータ間に実施されることが望ましい。これにより、定常歳差運動が、補正スキャンデータ取得時にも保持され、画像コントラストが崩れることを防

ることができる。

【0014】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施例を説明する。図4は、本発明が適用されるMRI装置の構成を示す図で、このMRI装置は、磁場発生手段として被検体401の周囲の空間に静磁場を発生する磁石402と、この空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル403と、被検体の所定の領域に高周波磁場を発生するRFコイル404とを備え、また被検体401が発生するMR信号を検出する検出手段としてRFプローブ405とを備えている。さらに検出されたMR信号を信号処理し、画像信号に変換する信号処理部407と、信号処理部407からの画像信号に基づき被検体の形態や機能、スペクトルを表す画像を表示する表示部408と、被検体が横たわるためのベッド412とを備えている。

【0015】

傾斜磁場コイル403は、X、Y、Zの3方向の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源409からの信号に応じてそれぞれ傾斜磁場を発生する。RFコイル404はRF送信部410の信号に応じて高周波磁場を発生する。RFプローブ405の信号は、信号検出部406で検出され、信号処理部407で信号処理される。これら傾斜磁場電源409、RF送信部410および信号検出部406は、パルスシーケンスと呼ばれる制御のタイムチャートに従って制御部411で制御される。

【0016】

本実施例のMRI装置では、制御部411はマルチショットEPIによる高速撮影シーケンスを実行して被検体の所定領域を画像化するための一連の画像形成用データ（本スキャンデータ）を取得するとともに、これら一連の本スキャンデータ取得の間に、ほぼ等時間間隔（単に、等間隔という）で補正スキャンデータを取得するように高周波磁場および傾斜磁場の発生と信号取得を制御する。また一連のスキャンデータが定常歳差運動状態で取得するように繰り返し時間TRが設定される。

【0017】

信号処理部407は、通常の画像再構成に必要な処理に加え、所定間隔で取得さ

れた補正スキャンデータを用いた時間変動を含む補正データを作成する機能および本スキャンデータをその取得時間の補正データで補正する機能を備えている。

【0018】

表示部408は、補正データによって補正された本スキャンデータによって再構成された画像を表示する。

【0019】

次にこのような構成における本発明のMRI方法を2次元のSSFP-EPIに適用した一実施例について説明する。図1は本実施例におけるデータ取得と補正処理を説明する図で横軸は時間軸である。図2は信号処理部407における処置を示すフロー図である。

【0020】

この計測では、まず本計測に先立って第1回目のプリスキャンを行い、補正スキャンデータ11を取得する。続いて本計測を実行し、本スキャンデータ12 (121, 122, 123, 124) を取得する (ステップ64)。この連続する本スキャンデータ12計測の間に、一定時間間隔毎に2回目、3回目・・・の補正スキャンデータ11 (111, 112, 113・・・) を繰り返し取得する (ステップ61)。これら補正スキャンデータ11は後述する本スキャンデータの位相補正のために使用される (ステップ62、63、70)。

【0021】

本計測の各々のパルスシーケンスは例えば図3に示すようなEPIシーケンスである。即ち、検知する磁化を含む被検体に高周波パルス 201を照射すると同時にスライスを選択する傾斜磁場パルス 202を印加し、画像化するスライスを選択する。次に位相エンコードのオフセットを与えるパルス203と読み出し傾斜磁場のオフセットを与えるパルス 205を印加する。そのあとに、連続して反転する読み出し傾斜磁場パルス206を印加する。

【0022】

傾斜磁場パルス206は台形である。傾斜磁場パルス206に同期して、位相エンコード傾斜磁場パルス204を離散的に印加する。反転する読み出し傾斜磁場206の各周期内で各位相エンコードのエコー信号207が時系列的に発生するので、これを

時間範囲208の間おのおのサンプリングし時系列データを得る。ここで計測されるエコー信号の数は図2では5以上であることを示しているが、これより少なくてもよい。

【0023】

補正スキャンでは、図3に示すシーケンスにおいて位相エンコード傾斜磁場 G_e を印加することなく、同じ数のエコー信号を計測する。或いは位相エンコード傾斜磁場を印加して読み出し傾斜磁場 G_r の極性を反転して補正スキャンデータを取得してもよく、その場合には本計測と同じショット数分の補正スキャンデータを取得する。

【0024】

このような補正スキャンデータ11および本スキャンデータ12の繰り返し時間は、一定で且つ対象とするスピンの縦緩和時間に比べ十分に短く、例えば10ms程度とする。

【0025】

1ショットで計測されるエコー信号の数を n 、位相エンコード方向のデータ数を N 個とすると、 N/n 回の繰り返し（ショット）によって1セットの2次元データを得ることができる。図1に示す実施例では10回ショットで1セットの2次元データを得ており、また10ショット毎に補正スキャンデータ11を取得している。補正スキャンデータ11取得の間隔は、これより短くても長くてもよい。

【0026】

上述のように周期的に取得された複数の補正スキャンデータをもとに、本スキャンデータの取得時間毎の位相回転量の推定値19を計算する(70)。この計算は、例えば時間的に隣り合う補正スキャンデータからの直線補間によって行うことができる。その他、公知の補間法を採用できる。これによって本スキャンデータの取得時間毎の補正データ群が得られる。

【0027】

次に、これら補正データ群について、傾斜磁場パルスの極性に応じてデータ配列を反転する(62)。これはEPIの一般的な処理であり、例えば図3のシーケンスでは、最初のエコーは傾斜磁場パルス G_r の極性が負のときに取得され、第2の

エコーは傾斜磁場パルスGrの極性が正のときに取得されているので、極性が負の第1エコーでは信号の配列を時間方向に反転し、第2エコーでは反転するという操作である。

【0028】

次に、各エコーごとに読み出し方向にフーリエ変換13を行い、これを2次元ハイブリッド空間（読み出し方向の空間位置vsエコー取得順序）上の複素データマップとして信号処理部407のメモリー内に保管する（63）。

【0029】

本スキャンデータについても、補正スキャンデータと同様に、各エコーごとに、エコー取得時の読み出し傾斜磁場パルスの極性に応じて、データ配列を読み出し方向の時間に対して反転する処理を行う（65）。次に各エコーごとに、読み出し方向にフーリエ変換13を行い、2次元ハイブリッド空間上の複素データマップとして信号処理部407のメモリー内に保管する（66）。

【0030】

その後、フーリエ変換後の本スキャンデータを、それぞれその取得時間毎に対応する補正データで位相補正する（67）。

【0031】

この位相補正によって、信号取得時の装置の不可避免的な調整不良、たとえば、傾斜磁場の残留オフセット成分や、被検体に起因する静磁場の不均一性等が、信号に与える影響を除去できる。特に本スキャンデータの取得時間における位相回転量を推定し、その値で本スキャンデータを補正するので、スピンの飽和の程度に依存する位相回転の変動が補正できる。また、傾斜磁場による渦電流や、静磁場の不均一に起因する位相の時間変動がある場合でも位相補正が正確に行える。

【0032】

最後に補正後の本スキャンデータ151、152、153…を10セット分まとめて位相エンコード方向にフーリエ変換16し、2次元MR画像を得（68）、表示する（69）。この画像は、傾斜磁場の残留オフセット成分や被検体に起因する静磁場の不均一性などが時間変動も含めて補正されているので高画質の画像である。

【0033】

尚、以上の実施例では、取得された生の補正スキャンデータをもとに、本スキャンデータの取得時間毎の位相回転量を推定する場合を説明したが、本スキャンデータの取得時間毎の位相回転量の推定は、フーリエ変換後の補正スキャンデータをもとに行ってもよい。その場合の処理のフロー図を図5に示す。

【0034】

図5に示す実施例でも、補正スキャンデータを本スキャンデータ取得の間に周期的に挿入して取得すること(61)は図2に示すフローと同じであるが、ここでは本スキャンデータの取得時間毎の補正データの推定(70)に先立って、傾斜磁場パルスの極性に応じたデータ配列の反転(62)と各エコーごとの読み出し方向フーリエ変換(63)を行う。次いでフーリエ変換されたデータについて、本スキャンデータの取得時間ごとに対応する補正データを計算する。この計算も、対象となる時刻の前後で取得されたフーリエ変換後の補正スキャンデータの直線補間から計算することができる。

【0035】

このように求めた補正データ群を、2次元ハイブリッド空間上の複素データマップとして保管しておき、読み出し方向フーリエ変換後の本スキャンデータの位相補正に用いる。この場合の位相補正も本スキャンデータをその取得時間に対応する補正データで逐次補正する(67)。これにより図2の場合と同様に、装置特性、渦電流の影響もしくはスピンの飽和などの状況が時間変動しても高精度で補正することができる。

【0036】

以上、本発明のMRI方法を2次元計測に適用した例を説明したが、本発明は3次元計測の場合にも全く同様に適用できる。

【0037】

図6は、本発明のMRI方法を3次元計測に適用した実施例を示す図で、この実施例でも、本スキャンデータ12を取得する間に所定の間隔で補正スキャンデータ11を取得することおよび補正スキャンデータの計測および本計測を同一繰り返し時間TRで行うことは図1の実施例と同じである。但し、3次元計測では一連の本スキャンデータを取得するステップを、スライスエンコード傾斜磁場の強度を変

えながら繰り返す。

【0038】

この実施例でも、一連の本スキャンデータ12は、その前後に取得された補正スキャンデータ（例えば111と112）から推定される各取得時刻毎の補正データ19に基づいて補正される。本スキャンデータの各取得時刻毎の補正データ群19は、図示するように生の補正スキャンデータから補間によって計算したものでもよく、その場合、その後読み出し方向にフーリエ変換13し、これを位相補正14に用いる。或いは図5に示すフローのように、生の補正スキャンデータを読み出し方向にフーリエ変換13し、変換後のデータから本スキャンデータの各取得時刻毎の補正データ群19を計算してもよい。

【0039】

本スキャンデータについても読み出し方向にフーリエ変換13し、これを各取得時刻毎の補正データ19に基づいて位相補正し、補正後の本スキャンデータ15を得る。3次元計測では、この本スキャンデータ15をスライスエンコード傾斜磁場の強度が同じであるデータ毎に第2の軸（位相エンコード方向）に対してフーリエ変換16し、さらにフーリエ変換後のデータを第3の軸（スライスエンコード方向）に対してフーリエ変換17し、3次元画像を得る。この場合にも2次元計測の場合と同様にスピンの飽和の程度に依存する位相回転の変動が補正でき、また、傾斜磁場による渦電流や、静磁場の不均一に起因する位相の時間変動も補正できる。

【0040】

尚、図6では補正スキャンデータを取得する間隔と、スライスエンコードステップを上げる間隔が同じである場合を示しているが、これらが一致している必要はなく、例えばより正確な補正を必要とする場合には、同一スライスエンコードステップ内で複数の補正スキャンデータを取得してもよい。

【0041】

以上の実施例ではマルチショットEPIについて説明したが、シングルショットEPIの場合にも全く同様に適用できる。シングルショットEPIでは、図1或いは図6の各本スキャンデータ121,122…がそれぞれ1枚の画像を再構成する数のエコー

から成り、補正スキャンデータもこれと同数のエコーからなる。

【0042】

一連の本スキャンデータ取得の前後に取得された補正スキャンデータを用いて各本スキャンデータの取得時刻に対応する補正データを作成することおよび読み出し方向にフーリエ変換¹³した本スキャンデータに対応する補正データで位相補正¹⁴することも図1および図6の実施例と同じであるが、補正後の本スキャンデータ¹⁵¹、¹⁵²…は、それぞれを位相エンコード方向にフーリエ変換することにより画像を再構成することができる。

【0043】

また本スキャンデータがスライスエンコードされている場合には、位相エンコード方向のフーリエ変換されたデータをスライスエンコード数分まとめて、スライスエンコード方向にフーリエ変換することにより3D画像データ¹⁸を得ることができる。

【0044】

以上、2次元もしくは3次元のEPIについて説明したが、本発明は撮像シーケンスとしては従来プリスキャンデータを使ってエコー毎に位相回転量を補正していたシーケンスであれば適用することができ、例えば2次元或いは3次元の時間反転型（TimeReverse型）のマルチショットEPIシーケンスや、2次元分割型スパイラルスキャンにも同様に適用できる。さらに3次元GRSE（gradient and spin echo）シーケンスにも適用できる。また、ハイブリッドバーストシーケンスにも適用できる。

【0045】

【発明の効果】

補正スキャンデータを用いて位相補正をするシーケンスにおいて、周期的に補正スキャンデータを取得し、これを用いて時間的に隣り合う補正スキャンデータの間を取得される本スキャンデータの各取得時刻における位相回転量を推定し、この推定した位相回転量を用いて各本スキャンデータを補正することにより、渦電流やスピンの飽和状態の時間変化などにより、信号の位相変動が時々刻々と変わる撮影条件でも、アーチファクトのない高画質のMR画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明のMRI方法の一実施例を示す模式図。

【図 2】 本発明のMRI方法による信号処理の一実施例を示すフロー図。

【図 3】 本発明が適用されるEPIシーケンスを示すタイムチャート。

【図 4】 本発明が適用されるMRI装置の概要を示す図。

【図 5】 本発明のMRI方法による信号処理の他の実施例を示すフロー図。

【図 6】 本発明のMRI方法の他の実施例を示す模式図。

【符号の説明】

401.....被検体

402.....静磁場発生磁石

403.....傾斜磁場コイル

404.....RFコイル---

405.....RFプローブ

406.....信号検出部

407.....信号処理部

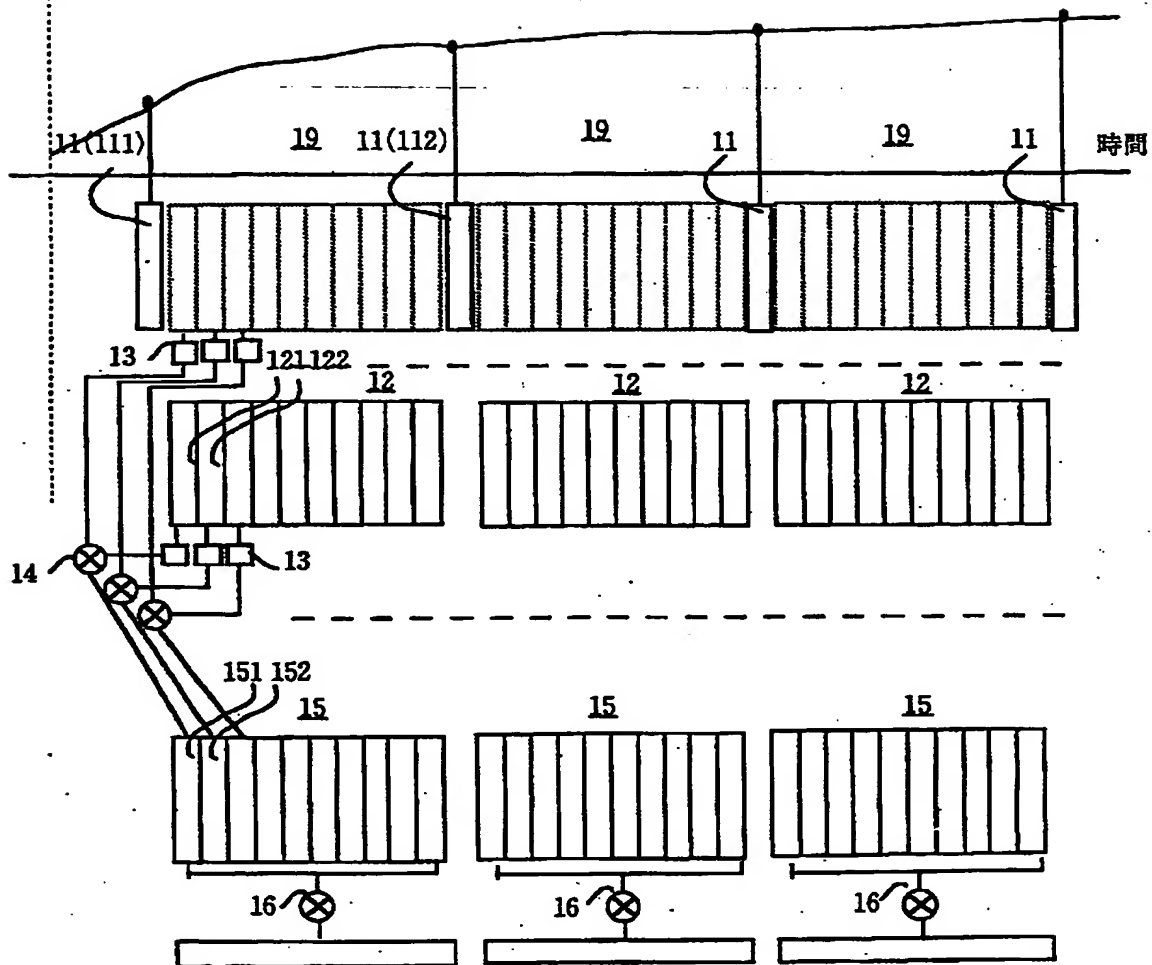
408.....表示部

411.....制御部

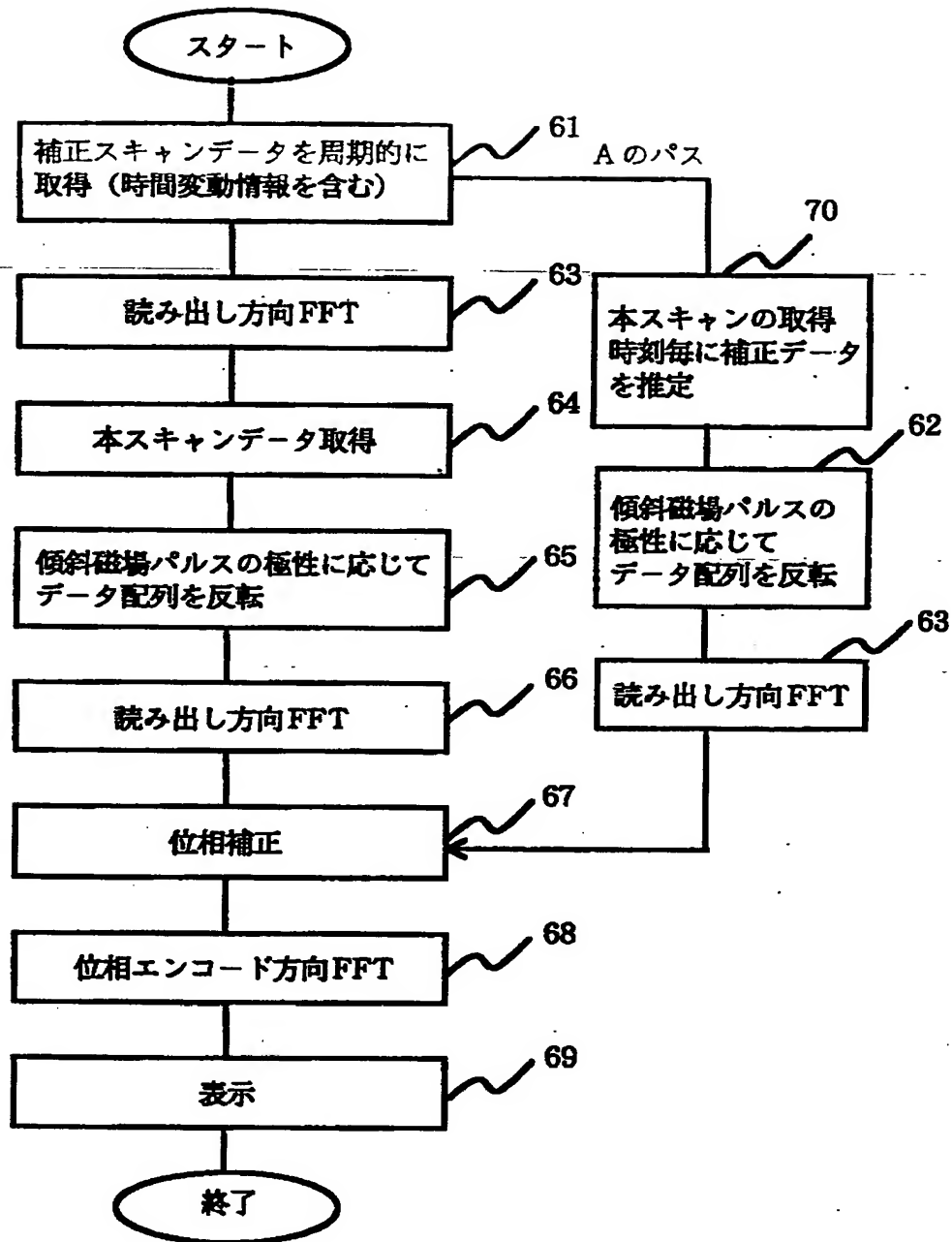
【書類名】 図面

【図 1】

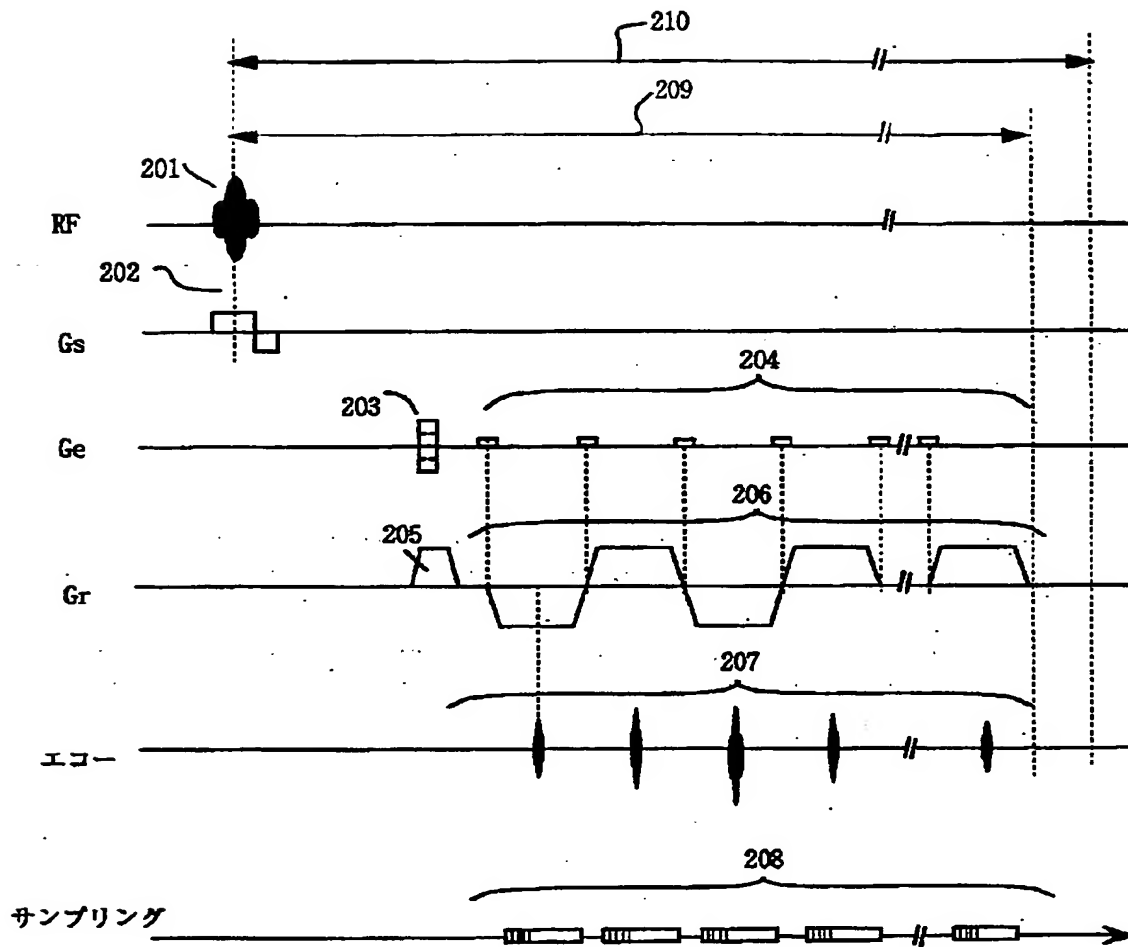
物理的状況
(装置の渦電流、
磁場変動、
スピンの飽和状況など)



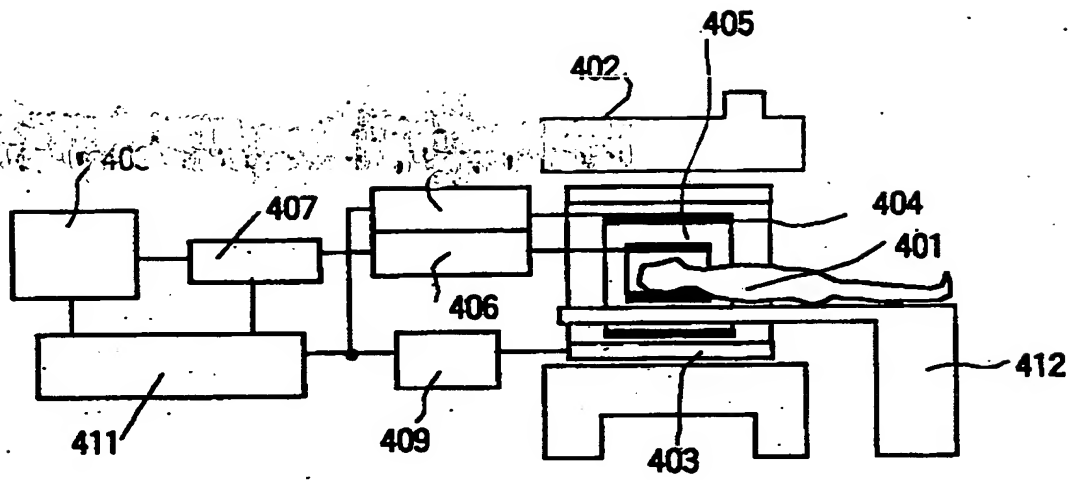
【図 2】



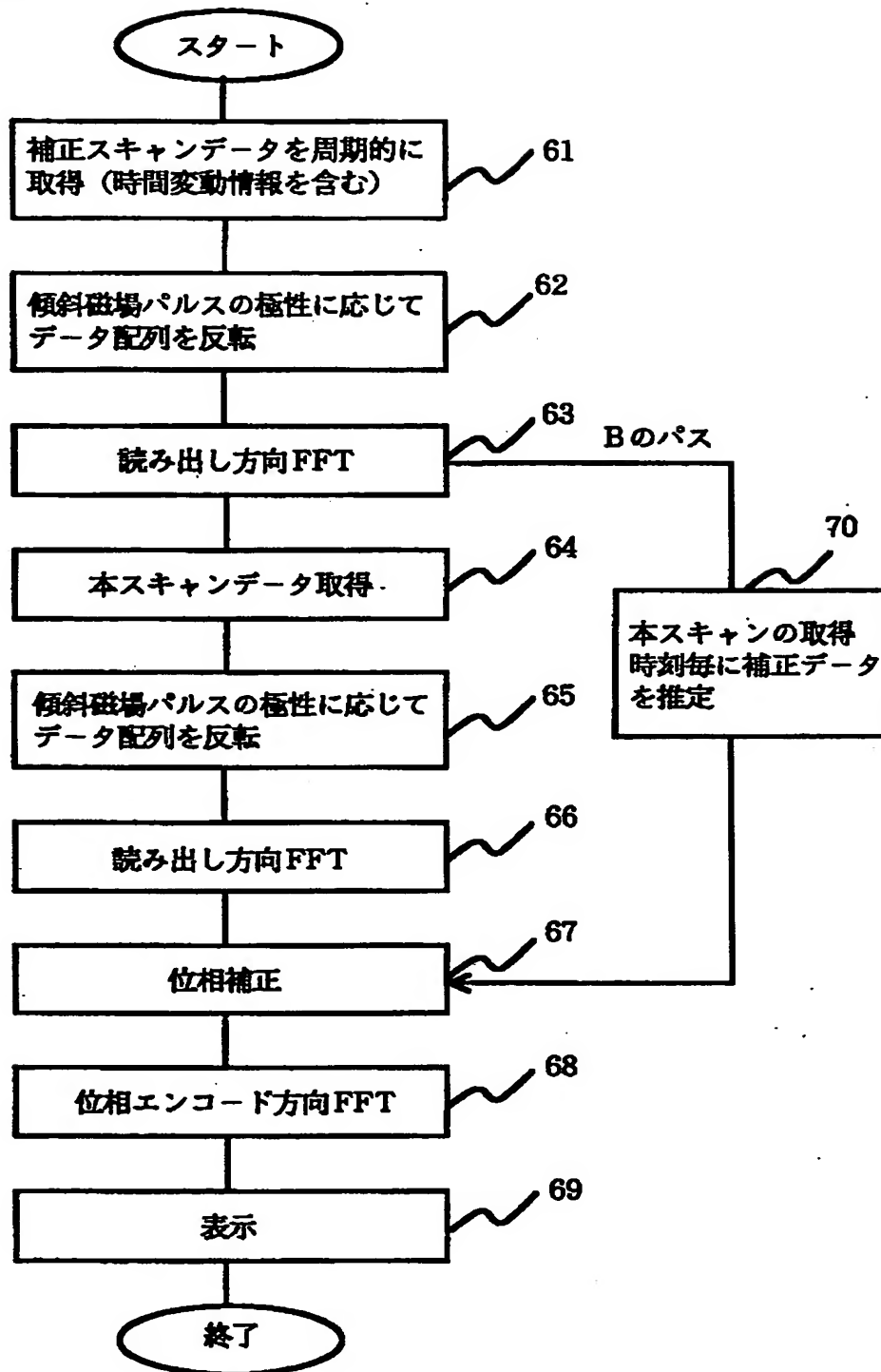
【図 3】



【図 4】

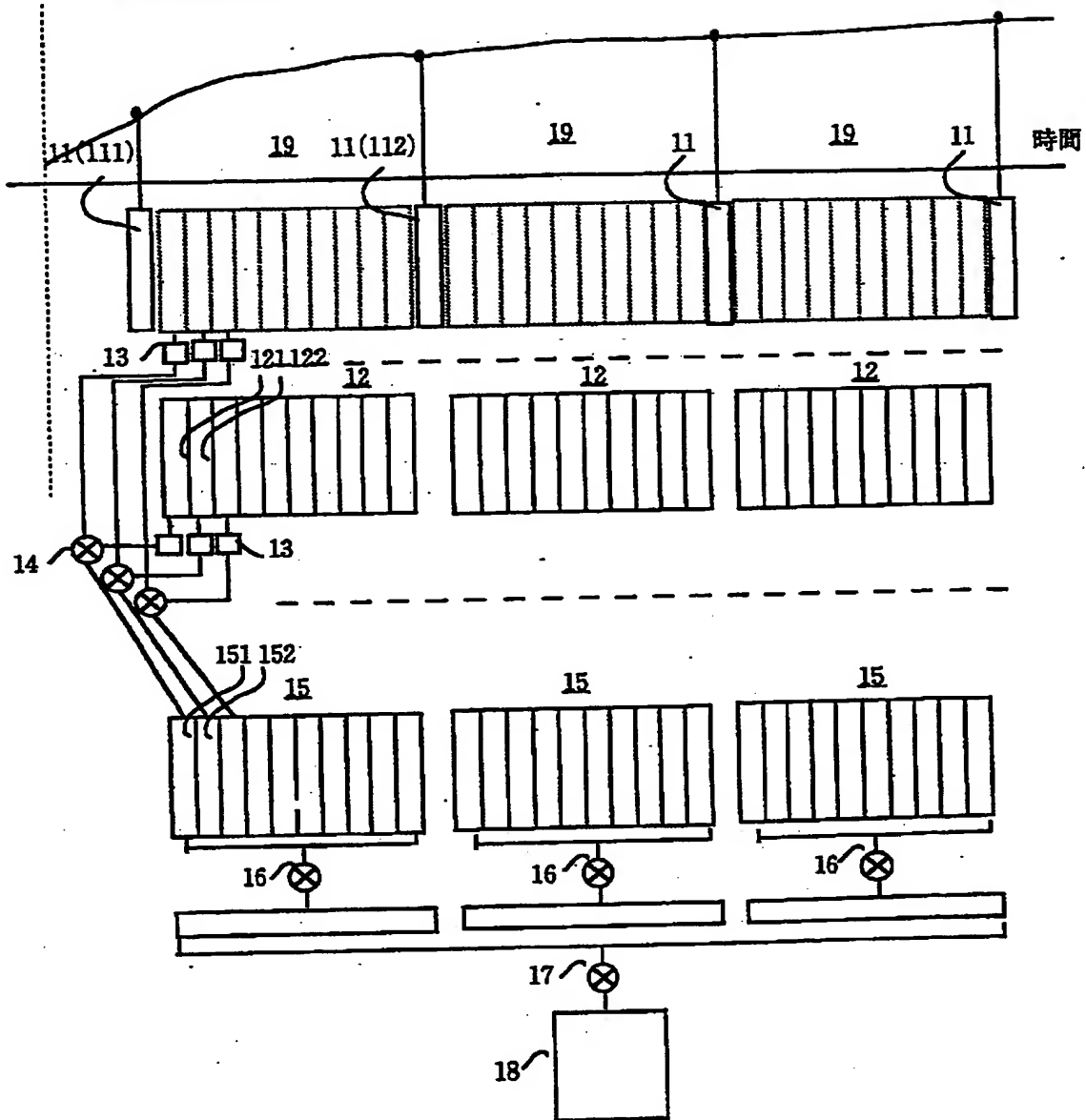


【図 5】



【図 6】

物理的状況
(装置の渦電流、
磁場変動、
スピンの飽和の状況など)



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 渦電流やスピンの飽和状態の変化に伴い、信号の位相変動が時々刻々と変わる撮影条件でも、安定したMR画像を得る。

【解決手段】

複数の核磁気共鳴信号からなるスキャンデータを、スライスエンコード傾斜磁場もしくは位相エンコード傾斜磁場を変えつつ連続して取得し、一連の本スキャンデータを得る際に、一連のスキャンデータ取得の期間内に、ほぼ等時間間隔で補正用スキャンデータを繰り返し取得する。これら補正用スキャンデータを用いて、1つの補正用スキャンデータとその次に取得された補正用スキャンデータとの間の時間変動を含む補正データを作成し、この補正データを用いて一連の本スキャンデータを補正する。本スキャンデータが常にその取得時刻の位相回転推定値によって補正されるので、信号の位相変動が時々刻々と変わる撮影条件でも、安定してEPIの画像が得られる。

【選択図】

図 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[056153498]

1. 変更年月日

1990年 8月10日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区内神田士丁目1番14号

氏 名

株式会社日立メディコ